

## ENGLISH LANGUAGE ABSTRACT FOR DE4309056

1 / 1 WPAT - ©Thomson Derwent - image  
**Accession Nbr :**  
1994-295266 [37]  
**Sec. Acc. Non-CPI :**  
N1994-232349  
**Title :**  
Determining distance and scatter intensity of scatter points - using wideband spatial partially coherent light source located in one arm of interferometer, and splitting light at output of interferometer in spectrum  
**Derwent Classes :**  
S02 S03 S05  
**Additional Words :**  
MEDICAL  
**Patent Assignee :**  
(HAEU/) HAEUSLER G  
(HERR/) HERRMANN J  
(NEUM/) NEUMANN J  
**Inventor(s) :**  
HAEUSLER G; HERRMANN J; NEUMANN J  
**Nbr of Patents :**  
1  
**Nbr of Countries :**  
1  
**Patent Number :**  
DE4309056 A1 19940922 DW1994-37 G01B-009/02 5p \*  
AP: 1993DE-4309056 19930320  
**Priority Details :**  
1993DE-4309056 19930320  
**IPC s :**  
G01B-009/02 G01B-011/30 G01J-003/12 G01J-009/02  
**Abstract :**  
DE4309056 A  
The information concerning the distance and the scatter intensity is determined from the brightness distribution in the spectrum. The determination of the distance and the local scatter intensity results from Fourier transformation of the spectrum according to the wavelength. An element producing dispersion is additionally introduced in one of the two interferometer arms. The determination of the distance of a scatter point results, so that the symmetry axis of the spectrum is determined. Radiation in other spectral regions can be used, e.g. X-rays, UV radiation, IR radiation, and ultrasound.  
USE/ADVANTAGE - Measuring shape of object surfaces; analysing ceramics, medical tissue diagnosis, investigating subcutaneous changes to skin, breast tumours, etc.. Accuracy of distance determination is independent of observation aperture. This is not obtained using pure coherent methods and with nearly all commercial sensors. (Dwg.1/3)  
**Manual Codes :**  
EPI: S02-A03A S02-A03B2 S02-A03B5 S03-A02A S03-A09 S03-E04C S03-E14D4 S03-E14H6 S05-D01C5  
**Update Basic :**  
1994-37



⑮ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 43 09 056 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>5</sup>:  
**G 01 B 9/02**  
G 01 B 11/30  
G 01 J 9/02  
G 01 J 3/12

⑳ Aktenzeichen: P 43 09 056.7  
㉔ Anmeldetag: 20. 3. 93  
㉕ Offenlegungstag: 22. 9. 94

DE 43 09 056 A 1

㉚ Anmelder:

Häusler, Gerd, Prof. Dr., 91056 Erlangen, DE;  
Herrmann, Jürgen, 91522 Ansbach, DE; Neumann,  
Jochen, 8510 Fürth, DE

㉚ Erfinder:

gleich Anmelder

㉙ Verfahren zur Ermittlung der Entfernung und Streuintensität von streuenden Punkten

DE 43 09 056 A 1

## Beschreibung

Gegenstand der Patentanmeldung ist ein optisches Verfahren, mit dem die Entfernung zu einem oder mehreren beleuchteten streuenden Objektpunkten mit hoher Genauigkeit bestimmt werden kann. Solche Verfahren sind wichtig für die automatisierte Vermessung von Objektoberflächen (Form-Messung). Das Verfahren kann aber auch eingesetzt werden, um Volumenstreuer zu vermessen, wenn Licht in das zu vermessende Objekt eindringen kann. Dies ist z. B. in der medizinischen Gewebediagnostik wichtig.

Es sind in der Literatur viele Abstandssensoren beschrieben (z. B. zusammenfassend bei T. Strand, "Optics for Machine Vision", Proc. SPIE 456 (1984). Die meisten beruhen auf Triangulation mit strukturierter Beleuchtung entweder inkohärent oder kohärent. Diese Methoden haben den Nachteil, daß abgeschattete Bereiche auftreten, durch den Triangulationswinkel. Von kohärenten Verfahren ist bekannt, daß die Tiefengenauigkeit durch die Beobachtungsapertur begrenzt ist (G. Häusler, "Physical Limits of 3D-Sensing" Proc. SPIE 1822 (1992)). Es sind auch einige Verfahren bekannt, die diese Beschränkung nicht haben (A. Fercher, et al "Rough surface interferometry with a tow-wavelength heterodyne speckle interferometer" Appl. Opt. 24 (1985) p. 2181. T. Dresel, G. Häusler, "Three dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar", Appl. Opt. 31 (1992) p. 919).

Eine medizinische Anwendung zur Gewebediagnostik im Volumen wurde beschrieben von D. Huang et al. "Micron resolution ranging of cornea Anterior chamber by optical reflectometry" Lasers in Surgery and medicine Vol 11. (1991) p. 419. Diese Methoden arbeiten nicht mit kohärentem Licht, erfordern aber komplizierte Heterodyn-Technologie oder mechanische Bewegung, um das Objekt in der Tiefe abzutasten.

Gegenstand der Anmeldung ist ein Verfahren, das ohne mechanische Abtastung und ohne Heterodyn-Technologie auskommt. Es beruht auf der Weißlichtinterferometrie, wie in der Deutschen Patentschrift von G. Häusler "Verfahren und Einrichtung zur berührungslosen Erfassung der Oberflächengestalt von diffus streuenden Objekten" 4108994 (1991) beschrieben. Die Anordnung ist ein Interferometer. Zur Erklärung wird ein Michelson-Interferometer benutzt, aber auch andere Interferometer sind geeignet. Die Anordnung ist in Fig. 1 skizziert.

Das Objekt 1 steht in einem Interferometerarm. Es wird über den Teilerspiegel 2 und Linsen 7, 8 mit einer breitbandigen Lichtquelle 3, z. B. einer Glühlampe oder einer Superlumineszenzdiode beleuchtet. Gleichzeitig wird der Referenzarm 4 über den Teilerspiegel 2 beleuchtet. Über den Referenzspiegel 5 und den Teilerspiegel 2 kommt das Referenzlicht zurück und vereinigt sich mit dem vom Objekt 1 rückgestreuten Licht am Ausgang 6 des Interferometers. Dort wird das Licht mit Hilfe eines Spektralapparates 9, 10 in Farben zerlegt. Das Spektrum wird mit Hilfe eines ortsempfindlichen Photoempfängers 11, z. B. einer Photodiodenzeile aufgefangen und in einer Auswerteeinheit 12, z. B. einem Computer, ausgewertet.

Aus dem Spektrum läßt sich nun die Entfernung eines oder mehrerer streuender Punkte ermitteln. Es läßt sich sogar die Intensitätsverteilung der Rückstreuung in einem Volumenstreuer ermitteln. Hierzu werden die sog. Müller'schen Streifen ausgewertet.

Zunächst wird die Auswertung für einen Objekt-

punkt, der in der Entfernung  $z$  gegenüber der Referenzebene 13 mit einer Intensität  $i(z)$  streut, erklärt.

Das Spektrum für diesen Punkt hat eine Intensitätsverteilung

$$I(k, z) = 1 + i(z) \cos(2kz + \varphi).$$

Dabei ist  $k$  die Wellenzahl im Spektrum,  $\varphi$  ist eine Zufallsphase, die darauf beruht, daß man Speckle beobachtet,  $\varphi$  hängt aber nur schwach von  $k$  ab und kann deshalb hier vernachlässigt werden.

Das Spektrum ist also mit der Ortsfrequenz " $z$ " moduliert. Die entstehenden hellen und dunklen Streifen bezeichnet man als Müller'sche Streifen. Man braucht also nur die Ortsfrequenz zu bestimmen, um die Entfernung des streuenden Punktes zu bestimmen. Dies ist aber bei rauen Objekten nur möglich, wenn bestimmte Bedingungen eingehalten werden, die in der Deutschen Patentschrift 4108944 von G. Häusler beschrieben werden: es handelt sich hier nicht um ein konventionelles Interferometer mit spiegelnden Oberflächen, sondern in einem Arm befindet sich ein diffus streuendes Objekt. Daraus folgt: die Lichtquelle muß räumlich so kohärent sein, daß im rückgestreuten Licht Speckle entstehen. Denn nur dann ist Interferenz möglich. Denn nur innerhalb eines Speckles ist die Phase annähernd konstant. Weiterhin darf jede Photodiode des Empfängerarrays nicht größer als der Speckledurchmesser sein, da sonst kein oder nur geringer Interferenzkontrast sichtbar ist.

Die Ermittlung der Frequenz " $z$ " der Müller-Streifen erfolgt zweckmäßig durch Fourier-Transformation des Farbspektrums nach der Variablen  $k$ . Aber es ist auch eine direkte Bestimmung der Periodenlänge im Photodiodensignal möglich. Dies ist einfacher und schneller, wenn nur wenige Objektpunkte streuen.

Ein enormer Vorteil des Verfahrens ist, daß die Genauigkeit der Abstandsbestimmung unabhängig von der Beobachtungsapertur ist. Dies ist nicht der Fall bei rein kohärenten Methoden und bei fast allen kommerziellen Sensoren.

Das Verfahren kann auch die Entfernung vieler im Volumen liegender Punkte, in verschiedenen Abständen  $z$ , bestimmen, die jeweils mit der Intensität  $i(z)$  streuen. Auf der Photodiodenzeile in der Spektralebene überlagern sich die Signale aus der gesamten Tiefe. Deshalb sieht die Zeile das Signal

$$I(k) = \int (1 + i(z) \cos(2kz)) dz$$

Die "1" im Integranden belastet die Dynamik des Empfängers, ist jedoch für die Messung unwesentlich. Im wesentlichen ist das Spektrum  $I(k)$  die Fouriertransformierte von  $i(z)$ . Durch Fourier-Rück-Transformation des Signals nach  $k$  läßt sich  $i(z)$  rückgewinnen. Damit ist diese Methode eine echte tomographische Methode.

Das Signal-Rausch-Verhältnis ist günstig, weil das gesamte Signal der Photodiodenzeile nur nach einzelnen Frequenzen durchsucht wird, mit der Fourier-Transformation. Es sind keine mechanisch bewegten Teile nötig. Die Belichtungszeit kann kurz sein und damit biologische Aktivität oder Bewegung ausblenden.

Sie ist anwendbar auf industrielle Objekte, z. B. Blick in durchscheinende Keramik, ebenso wie für biologische Objekte, z. B. Untersuchung auf subkutane Hautveränderungen, Brusttumore, etc.

Das Verfahren ist auch erweiterbar, durch "Lichtquellen" in anderen Spektralbereichen, die das zu untersuchende Material durchdringen können. Zum Beispiel

Röntgenquellen, UV-Quellen, Infrarotquellen, Ultraschallquellen.

Das Verfahren läßt sich nicht nur entlang einer Achse 14 anwenden, sondern man kann auch einen Schnitt senkrecht zur Zeichenebene und der Achse 14 der Fig. 1 parallel vermessen. Dazu ist nur notwendig, nicht nur einen Punkt des Objektes zu beleuchten, sondern gleichzeitig eine Linie senkrecht zur Zeichenebene. Dann muß als Empfänger statt eines linienhaften Photodiodenarrays ein flächenhaftes Array verwendet werden.

Eine weitere Modifikation ist in Fig. 2 beschrieben. Die Fig. 2 ist ähnlich wie Fig. 1. Aber es ist zusätzlich in einem Interferometerarm (hier als Beispiel der Referenzarm) ein Dispersion einführendes Element, hier beispielsweise eine Planplatte 15, eingefügt. Diese Platte 15 bewirkt, daß das Spektrum am Ausgang des Interferometers eine charakteristische Intensitätsverteilung erhält, die vom Abstand  $z$  des Streupunktes abhängt. Die Auswertung der Intensitätsverteilung ergibt mit hoher Genauigkeit den Abstand.

Die Dispersion bewirkt, daß das Interferometer nur für eine bestimmte Wellenzahl  $k_0$  abgeglichen ist, nämlich für die Wellenzahl, bei der die optische Weglänge im Referenzarm und im Objektarml gleich ist. Das Spektrum  $I(k)$  hat folgenden Verlauf:

$$I(k, k_0) = 1 + \cos(2d(k^2 - k \times k_0)).$$

Der Verlauf des Spektrums  $I(k, k_0)$  ist in Fig. 3 wiedergegeben. Die Wellenzahl, zu der das Spektrum symmetrisch ist, hängt vom Abstand  $z$  des Streupunktes ab. Die Symmetrie kann auf einfache Weise, z. B. durch Korrelation mit der gespiegelten Funktion, ermittelt werden.

#### Patentansprüche

1. Interferometrisches Verfahren zur Ermittlung der Entfernung und der Streuintensität von streuenden Punkten, die von einer breitbandigen, räumlich partiell kohärenten Lichtquelle beleuchtet werden, und die sich in einem Arm eines Interferometers befinden, dadurch gekennzeichnet, daß am Ausgang des Interferometers das Licht in ein Spektrum zerlegt wird und aus der Helligkeitsverteilung im Spektrum die Information über die Entfernung und die Streuintensität ermittelt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Ermittlung der Entfernung und der lokalen Streuintensität durch Fouriertransformation des Spektrums nach der Wellenlänge erfolgt.
3. Verfahren nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß in einem der beiden Interferometerarme zusätzlich ein Dispersion erzeugendes Element eingefügt ist.
4. Verfahren nach Anspruch 1, 2 und 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Ermittlung des Abstandes eines Streupunktes dadurch erfolgt, daß die Symmetrieachse des Spektrums bestimmt wird.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

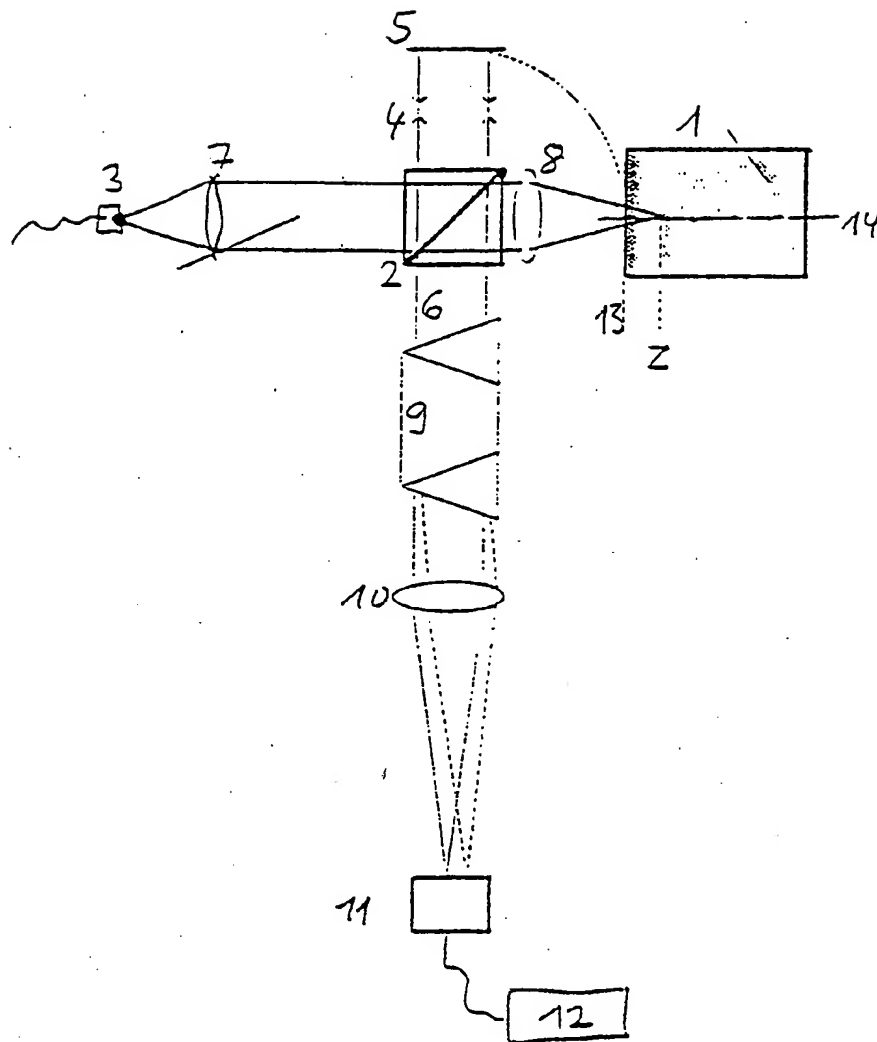


Fig. 1

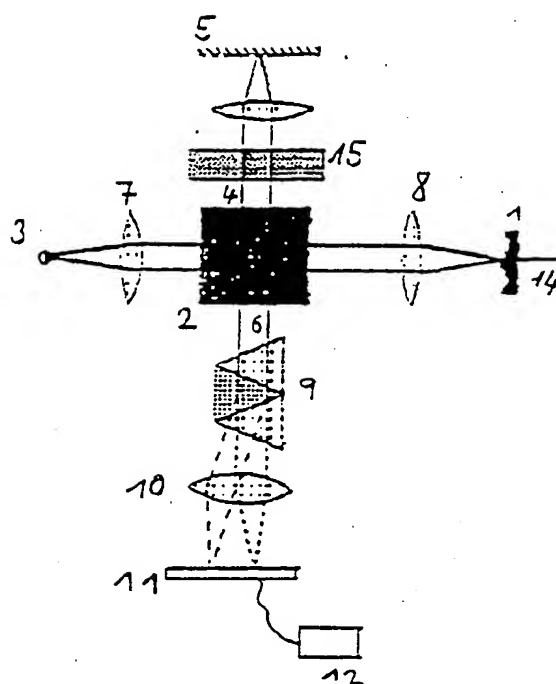


Fig. 2

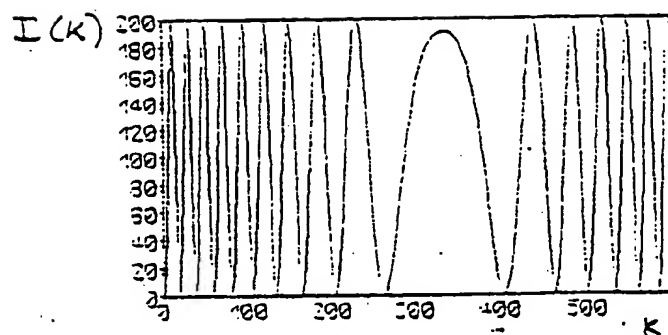


Fig. 3